

Korrelationen zwischen frequenzanalytisch gewonnenem Tonspektrum des I. Herztones und Hämodynamik

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

Wolfgang Udluft
aus Berlin

Mainz 1966



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554812_0100

Aus der II. Medizinischen Klinik der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. P. Schölmerich

Korrelationen zwischen frequenzanalytisch gewonnenem Tonspektrum des I. Herztones und Hämodynamik

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

Wolfgang Udluft
aus Berlin

Mainz 1966



Dekan : Professor Dr. med. Borneff

Referent : Professor Dr. med. Schölmerich

Für die freundliche Überlassung des Themas bin ich Herrn
Prof. Dr. Schölmerich zu besonderem Dank verpflichtet.
Herrn Dr.med. von Egidy möchte ich für seine stets bereit-
willige Unterstützung und Hilfe bei der Durchführung dieser
Arbeit danken.

Einleitung :

Bisher ist die Phonokardiographie im wesentlichen angewendet worden, um die bei der Auskultation gewonnenen Herztonbefunde zu objektivieren und dokumentarisch festzuhalten. Mit dieser graphischen Aufzeichnung hat man die Aufeinanderfolge der Herztöne und -geräusche festlegen können, konnte die Dauer der Schallphänomene messen und die Oscillogramme zu anderen synchron geschriebenen Registrierungen der Herzaktion in Beziehung setzen.

Die Herzschallerscheinungen sind als Ausdruck der mechanischen Herztätigkeit anzusehen. Man hat daher z.B. die Hüllkurvencharakteristiken von Geräuschen verschiedener Herzvitien mit dem jeweiligen Ausmaß der pathologischen Veränderungen verglichen und so versucht, die Entstehung von Geräuschkonfigurationen zu deuten. Über diese mehr qualitativen Betrachtungen hinaus enthalten die Oscillogramme weitere Möglichkeiten, die Schwingungsbilder auf ihre Entstehung hin zu untersuchen. Eine Schallschwingung ist physikalisch durch die drei Größen : Frequenzhöhe, Amplitudengröße und Phasenlage charakterisiert. Es ist zu erwarten, daß Einzeluntersuchungen der Frequenz, mit Einschränkungen auch von Amplitude und Phasenlage, zu weiteren Auskünften über die schallerzeugende Quelle führen. Aus den in üblicher Weise aufgezeichneten Phonokardiogrammen kann man jedoch diese drei Komponenten nicht ohne weiteres entnehmen.

Der Frequenzgehalt einer Schwingungsgruppe ist nämlich nicht einfach aus der Schwingungsanzahl pro Zeiteinheit abzulesen, da verschiedenfrequente, gleichzeitig bestehende Einzelschwingungen sich zu Schwebungsbildern überlagern können. Es resultiert dann eine Schwe-

bungswelle mit je nach Frequenzdifferenz und Phasenlage der Einzelschwingungen verschiedenem oscillographischem Bild. Solche Schwingungsbilder können darüberhinaus durch ihre Schwingungsmaxima und -minima tatsächlich nicht vorhandene Unterteilungen in einem Oscillogramm vortäuschen.

Auch die registrierten Amplituden sind nicht mit denen an der Thoraxoberfläche identisch. Wegen der Eigenschaft des Herzschalles, zu den höheren Frequenzen hin in der Amplitude um den Faktor f^{-2} bis f^{-3} abzufallen, werden bei amplitudengetreuer Registrierung nur die niederfrequenten Schwingungen mit ihren vergleichsweise großen Ausschlägen zur Darstellung kommen (MAASS und WEBER, HOLL-DACK und WOLF). Um die höheren Frequenzbereiche ausreichend verstärken und getrennt darstellen zu können, nutzten MAASS und WEBER diese Eigenschaft des Amplitudenabfalls zu den höheren Frequenzen hin, indem sie durch einfache Beschneidung der niedrigen Frequenzbereiche mit Hochpassfiltern bandfilterartige Wirkung erzielten. Sie mußten dabei nicht die zum Teil langen Ein- und Ausschwingzeiten von Bandfiltern, die vorallem kurzdauernde Schallschwingungen wie die Herztöne entstellen können, in Kauf nehmen. Die Höhe der Schwingungsausschläge eines so geschriebenen Oscillogramms sind folglich kein direktes Maß für die Lautstärke der Schallerscheinungen; erst bei Kenntnis der Frequenzzahl einer Schwingung und nach Berücksichtigung der Durchlaßeigenschaften der verwendeten Hochpassfilter ist eine Aussage über die Amplitudengröße der registrierten Schallerscheinungen an der Brustwand möglich. Das Oscillogramm ist damit ein in seiner Amplitude frequenzabhängig verändertes Bild des Mikrophonsignales. Im intrathorakalen Schallfeld werden die Schwingungsamplituden darüberhinaus um 40 bis 60 db geschwächt (MC KUSICK). Das schränkt die Aussagemöglichkeit aus

der Schwingungsamplitude weiterhin ein; eine qualitative Veränderung der Amplitudenhüllkurvenkonfiguration innerhalb einer frequenzkonstanten Partialwelle ist dagegen nicht zu erwarten.

In den Filtern kommt es zusätzlich noch zu frequenzabhängigen Phasenverschiebungen, was wiederum durch Eichkurven für diese Phasenverschiebungen berücksichtigt werden kann, wenn man die Frequenzhöhe der vorliegenden Partialwelle kennt.

Da der Bestimmung der in den Oscillogrammen vorliegenden Einzel-frequenzwerte besondere Bedeutung zukommt, lag es nahe, phonokardiographisch gewonnene Schwingungsbilder mathematisch-frequenz-analytisch zu untersuchen. Wegen der kurzen Zeitdauer der Schwingungen eignete sich hierzu am besten die Progressive Analyse nach SCHUSTER und STUMPPF.

Im Zeitbereich des I. Herztones also etwa innerhalb von 100 msec laufen am Herzen eine Reihe verschiedener hämodynamischer Vorgänge ab : Atrioventrikularklappenschluß, isometrische Ventrikelkon-traktion am linken wie am rechten Herzen, Aorten- und Pulmonal-klappenöffnung, Beginn der Blutaustreibung. Sie sind mehr oder minder alle schon von verschiedenen Autoren für die Entstehung des I. Herztones verantwortlich gemacht worden. Es erschien uns daher erfolgsversprechend, die Ergebnisse der Frequenzanalysen von Oscillogrammen erster Herztöne mit dem jeweils synchron registrier-ten intraventrikulären Druckabläufen in Beziehung zu setzen, um eventuell vorhandene Korrelationen zwischen dem frequenzanalyti-schen Tonspektrum und einzelnen hämodynamischen Vorgängen aufdecken zu können.

Methodik :

Die Untersuchungen wurden an 12 Hundebastarden durchgeführt, deren Gewicht zwischen 17,7 und 22,5 kg lag. Während des Versuches befanden sich die Tiere in Morphin-Pentobarbitalnarkose. Die Schallabnahme erfolgte bei Rückenlage der Tiere links parasternal im Bereich des auskultatorisch festgelegten Punktum maximum mit einem Kristallmikrophon nach Kayser-Fleischer. Zur Registrierung diente ein Phonokardiograph der Firma Atlas AG, Bremen, vom Typ EM 35 mit den Hochpasskanälen H , M_2 , M_1 und T (Weitere Daten bei MAASS und WEBER). Während der Aufzeichnung betrug der Papiervorschub 100 mm mal sec^{-1} . Die Sechsfachschreibung des Gerätes ließ die synchrone Aufzeichnung der Filterkanäle H , M_2 und M_1 mit zwei Druckkurven und der zur Zeitmarkierung mitregistrierten EKG-Ableitung II zu. In sämtlichen Versuchen wurde für die Zeitberechnung als Zeitpunkt Null willkürlich die Spitze der Q-Zacke der EKG-Ableitung II gewählt.

Synchron zur Schallregistrierung wurden intrakardiale Druckmessungen vorgenommen. Hierzu wurden die Vena jugularis externa dextra und die Arteria carotis communis dextra freigelegt und handelsübliche Herzkatheter (8 F , 125 cm lang) durch diese Gefäße in den rechten und linken Ventrikel eingeführt. In einem Teil der Versuche wurde die linksventrikuläre Druckregistrierung auch nach rechtsseitiger paravertebraler perkutaner Punktion des linken Vorhofes und nach Vorführen eines dünnen Polyäthylenschlauches in den linken Ventrikel vorgenommen. Die Aufzeichnung der Druckkurven erfolgte über zwei Druckwandler der Firma Statham Typ 23 A in Verbindung mit zwei in dem Phonokardiographen eingebauten Meßbrücken. Während der Versuche wurden die Druckkurven mittels eines Kathodenstrahloszillographen

fortlaufend beobachtet, um an Hand des Kurvenverlaufes eine Kontrollmöglichkeit über die Lage der Katheterspitze im Herzen und Gefäßsystem zu erhalten.

Da es uns auf möglichst genaue zeitliche Beziehungen zwischen der Herztonkurve und den Ventrikeldruckkurven ankam, bestimmten wir die geringe Verzögerung, die durch die Laufzeit der Druckwelle im Registrierungssystem auftrat. Dies geschah mittels einer einfachen Versuchsanordnung: Das Herztonmikrophon wurde neben einem Gummischlauch angeordnet, in dessen Enden die beiden Registriersonden flüssigkeitsdicht eingebracht waren. Das Katheter-Druckwandlersystem war blasenfrei mit physiologischer Kochsalzlösung und Heparinzusatz wie bei der Registrierung im Herzen gefüllt. Durch Klopfen auf den Schlauch wurde ein Testsignal gegeben. Die hierdurch synchron erzeugte Druck- und Schallwelle wurde mit dem beschriebenen Registriersystem aufgezeichnet und die Laufzeitdifferenz ausgemessen. Diese Laufzeitverzögerung, die zwischen 7 - 10 msec betrug, wurde zu Beginn und Ende eines jeden Versuches bestimmt.

Zur gezielten pharmakologischen Beeinflussung der Hämodynamik erhielten die Tiere zu Ende des Versuches eine intravenöse Infusion von ca. 0,2 gamma/kg/min Arterenol. Nach Abklingen der Arterenolwirkung wurde zur Senkung des peripheren Widerstandes 0,3 mg Hydergin intravenös injiziert.

Zur frequenzanalytischen Auswertung der Oscillogramme wurden die zu untersuchenden I. Herztöne zunächst photographisch 1 : 10 linear vergrößert, wodurch die Einzelschwingungen besser abgrenzbar wurden. Um die zur Analyse erforderliche gleichabständige

Ordinatenmessung zu erleichtern, führten wir weiter eine zeichnerische Dehnung der Abscissen im Verhältnis 1 : 4 durch. Aus Zweckmäßigkeitsgründen wurde der Zeitabstand E der gemessenen Ordinaten in den Kanälen H und M₂ zu 1/2 msec, in Kanal M₁ zu 1 msec gewählt, und die in diesen Zeitabständen gemessenen Ordinatenwerte tabellarisch aufgezeichnet.

Das auf diese Weise zahlenmäßig in den Analysengang aufgenommene Schwingungsbild ist mathematisch als eine von der Zeit abhängige empirische Funktion zu betrachten. Im weiteren Analysengang wird diese unsere Beobachtungsfunktion mit einer zweckmäßig gewählten Versuchsperiodizität (p_x) gleichsam schrittweise verglichen. Dies geschieht, indem entsprechend der Bildung von Fourier-Koeffizienten die Ordinatenwerte y_v der Beobachtungsfunktion mit den trigonometrischen Funktionswerten (sin u. cos) der Versuchsperiodizität multipliziert und die Produkte über die volle Versuchsperiodenlänge (p_x) summiert werden:

$$\frac{p}{2} a = \sum_{v=0}^{v=p-1} \cdot y_v \cdot \cos v\{$$

$$\frac{p}{2} b = \sum_{v=0}^{v=p-1} \cdot y_v \cdot \sin v\{$$

Eine Versuchsperiode p_x umfaßt dabei x Zeiteinheiten E (msec), deren Winkelabstand $\xi = \frac{360}{x}$ in Grad/Einheit ist. Entsprechend der Wahl der Versuchsperiodenlänge p_x und der Zeiteinheit E (E ≥ k msec) beträgt die Versuchsfrequenz dann :

$$f_x = \frac{\xi \cdot 1000}{k \cdot 360}$$

Über den gesamten zu analysierenden Bereich hinweg werden schrittweise diese Summierungen durchgeführt, wobei die erste Summenbildung z.B. bei einer Versuchsperiode von 10 E die Ordinaten y_v von $v = 0$ bis $v = 9$ umfaßt, die zweite von $v = 1$ bis $v = 10$ und so fort. Auf diese Weise wird das Analysenintervall durch den ganzen Beobachtungsbereich hindurchbewegt. Die aus der Summierung der Produkte : Ordinate mal zugehöriger cos-Funktionswert und aus der Summierung der Ordinaten-sin-Produkte pro Analysenschritt sich ergebenden Werte a und b werden dann als Komponenten eines Vektors - des Periodogrammvektors - aufgefaßt. Die Länge h dieses Vektors und sein Richtungswinkel ψ lassen sich der Einfachheit halber einer von STUMPF aufgestellten Tabelle, die ψ in Neugrad ($400^g = 360^\circ$) angibt, entnehmen.

Die jeweilige Phasenlage ψ des Periodogrammvektors trägt man in Abhängigkeit von der Zeit E in ein Koordinatensystem ein und erhält so das Phasendiagramm. Ebenso wird mit der Vektorlänge h verfahren, wodurch das Amplitudendiagramm entsteht. Diese beiden Diagramme stellen die Ausgangsbasis zur Errechnung der entgültigen Frequenz- und Amplitudenwerte unserer Beobachtungsfunktion, das heißt der Oscillogrammschwingung, dar.

Die Frequenzberechnung der Partialwellen wird mit Hilfe des Phasendiagrammes vorgenommen. Wenn für einen bestimmten Zeitbereich eine Partialwelle Frequenzkonstanz zeigt, ergibt das Phasendiagramm für diesen Zeitabschnitt eine Gerade. Diese verläuft in dem Sonderfall, daß Versuchsfrequenz und gesuchte Periodizität gleich sind, parallel zur Abscisse. Jede Abweichung der gesuchten

Periodizität von der Versuchsfrequenz drückt sich in einer positiven oder negativen Steigung der Phasengeraden des Periodogrammvektors aus. Die Steigung, bestimmt durch das Verhältnis $\frac{\Delta \psi}{\Delta t}$, gibt hierbei die Abweichung der Frequenzzahl α der gesuchten Periodizität von der Frequenzzahl ξ der Versuchsperiodik an.

$$\frac{\Delta \psi}{\Delta t} = \alpha - \xi$$

Aus der Frequenzzahl α läßt sich dann entsprechend der schon für ξ angegebenen Formel die Frequenz f direkt errechnen:

$$f = \frac{\alpha \cdot 1000}{\kappa \cdot 360}$$

Das Phasendiagramm beinhaltet neben dem bisher alleine betrachteten Vektor P aus Gründen, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, noch den Störvektor (Nebenvektor) Q , der zu einer gewissen Welligkeit des Phasendiagrammes führt (MARTH und v. EGIDY). Die Richtung des Hauptvektors muß daher durch die Steigung einer Ausgleichsgeraden ermittelt werden, mit der sich frequenzkonstante Abschnitte der Phasendiagrammkurve zusammenfassen lassen. Wenn die Beobachtungsfunktion mehrere verschiedene Partialwellen enthält, ergibt sich aus dem Gesagten eine Reihe differenter Ausgleichsgeraden, deren Schnittpunkte als Zeitgrenzen der Partialwellen anzusehen sind.

Das Amplitudendiagramm stellt, wie STUMPF, BLUME, MARTH und v. EGIDY zeigen konnten, die Amplitudenhüllkurven des Schwingungsbildes dar. Bei den einzelnen Amplitudenwerten ist jedoch zu beachten, daß durch die Analysenrechnung bei einer stärkeren Abweichung der Frequenzzahl α (Frequenzzahl der vorliegenden Partialwelle) von ξ (Frequenzzahl der Versuchsperiodizität) eine Abweichung der

Länge h des Periodogrammvektors von der Amplitude c der gesuchten Partialwelle eintritt. Die Korrektur wird nach folgender Formel vorgenommen :

$$h = c \frac{\sin \frac{\alpha - f}{2} p}{\frac{\alpha - f}{2} p}$$

Mathematisch ist so die Amplitudengröße der Partialschwingung ermittelt. Sie entspricht jedoch nicht der tatsächlichen Amplitude des von der Brustwand abgenommenen Herzschalles, da der Phonokardiograph, wie oben gesagt, die Amplituden frequenzabhängig verändert wiedergibt. Aus diesem Grund muß die Amplitude c der Partialwelle noch an Hand von Amplituden-Frequenzkurven des verwendeten Registriergerätes auf Mikrophoneingang reduziert werden (Abb.1.).

Es wurden bei jedem zu analysierenden I.Herzton alle registrierten Filterkanäle mit mindestens drei - meist mehr - verschiedenen Versuchsperiodizitäten analysiert. Bewertet wurden nur in allen Analysen eines Kanales übereinstimmend aufgefundene Partialwellen. Auf diese Weise ließen sich sogenannte Scheinfrequenzen oder zufällig durch den Störvektor α bedingte Vieldeutigkeiten ausschließen.

Den Kurven des links- und rechtsventrikulären Druckablaufs wurden die Zeitpunkte des jeweiligen Druckanstiegs entnommen. Darüber hinaus wurden im Abschnitt des steilen Druckanstiegs fortlaufend Tangenten angelegt, die bei etwa $2/3$ der Höhe des Druckanstiegs einen Wendepunkt erkennen ließen. Diese Wendetangente stellt die zeichnerische Lösung der Maximumstelle einer Differenzierung der Ventrikeldruckkurven nach der Zeit dar. Man erhält auf diese Weise den Zeitpunkt des Maximum $\frac{dp}{dt}$, das heißt den Zeitpunkt, zu dem der Druckzuwachs pro Zeiteinheit seinen höchsten Wert erreicht hat.

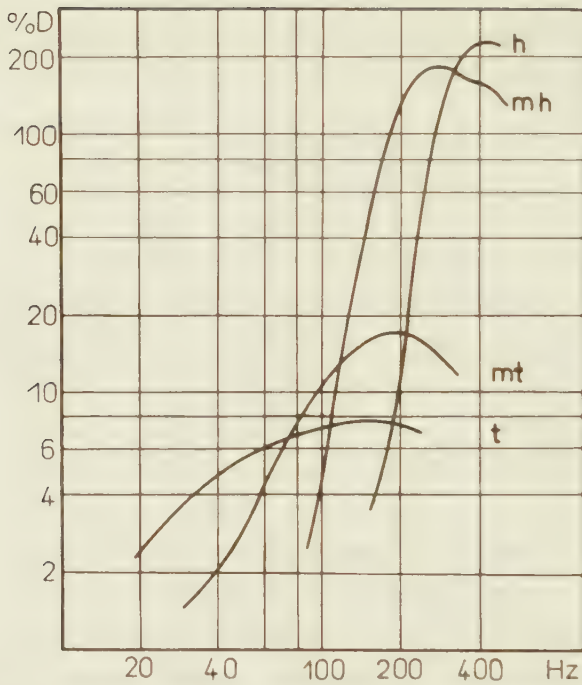


Abb. 1.

Eichkurven der verwendeten Hochpassfilter $H(h)$, $M_2(mh)$, $M_1(mt)$ und $T(t)$, aus denen die frequenzabhängige Amplitudenänderung ersichtlich ist. Auf der Ordinate ist der Amplitudendurchlaß in Prozent der Mikrophoneingangsamplitude abgetragen. Die Frequenzen der zur Eichung benutzten Testtöne sind auf der Abszisse aufgezeichnet.

Ergebnisse :

Aus insgesamt 12 Tierversuchen werden im folgenden Herztöne aus den Versuchsreihen dreier Tiere besprochen. Es wurden aus diesen Serien 17 I. Herztöne einer genaueren Frequenzanalyse unterzogen. Da jeder Filterkanal mit mehreren Versuchsperiodizitäten analysiert wurde, waren hierzu 194 Einzelanalysen notwendig.

Im Rahmen unserer Fragestellung nach Korrelationen zwischen Ton- spektrum und Hämodynamik wird zunächst der Frequenzaufbau derjenigen Töne dargestellt, die synchron mit intrakardialer Druckregistrie- rung aufgezeichnet wurden.

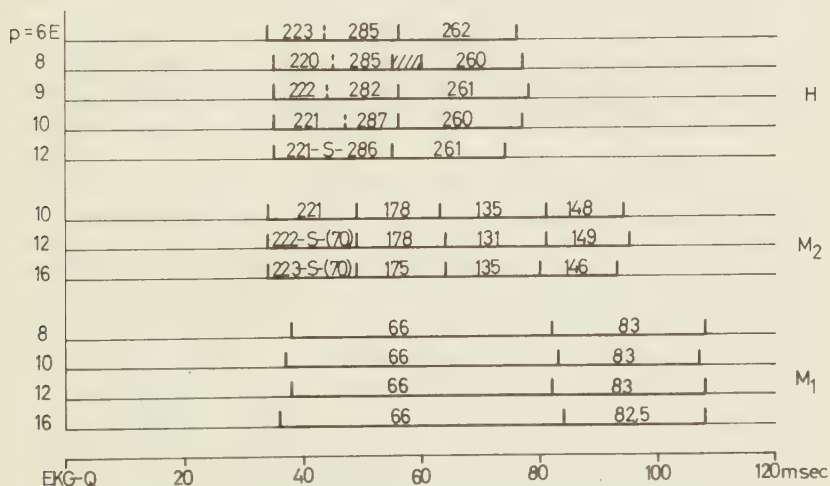


Abb. 2. Schematische Darstellung der Partialwellenverteilung eines I. Herztones (9/63/2). Die Frequenzwerte in den Kanälen H, M₂ und M₁ sind in Hz angegeben. Partialwellen, die mit S gekennzeichnet sind, lassen eine Schwebung erkennen. Beide Schwebungskomponenten sind aufgeführt.

Die Abbildung 2. gibt schematisch die Partialwellenverteilung des I. Herztones 9/63/2 wieder. In den Kanälen H und M_2 zeigt sich eine Unterteilung des Schwingungsablaufes in drei bzw. vier verschiedenfrequente Partialwellen. Der M_1 -Kanal läßt hingegen nur eine Zweiteilung des zeitlichen Schwingungsablaufes erkennen. Auffällig ist dabei, daß dieser zeitlichen Trennung der beiden Frequenzabschnitte im M_1 -Kanal bei einem Zeitpunkt um 80 msec (nach Q_{EKG}) ein Frequenzabbruch in den höherfrequenten Kanälen entspricht. Es liegt also in allen Kanälen ein synchroner Partialwellenwechsel vor. Bei der Betrachtung der Einzelfrequenzwerte erkennt man, daß sich zu Tonbeginn im H-Kanal die beiden Frequenzen 221 und 286 Hz als Komponenten einer Schwebung ergeben. Die eine der Komponenten wird im tieferfrequenten M_2 -Kanal zu Tonanfang wiederum als Schwebungsanteil erkennbar, hier zusammen mit einer Komponente um 70 Hz. Die übrigen Partialwellen dieses I. Herztones ergeben sich als schwebungsfreie Einzelfrequenzabschnitte.

In der folgenden Abbildung 3. sind die Amplitudenhüllkurven der Partialwellen des gleichen Versuchstones wiedergegeben. Als Frequenzwerte wurden dabei für einen Partialwellenbereich die Mittelwerte der in der vorigen Abbildung angegebenen Einzelanalysergebnisse eingesetzt. Der synchrone Einschnitt bei etwa 80 msec, der bei der schematischen Frequenzaufstellung imponiert, wird auch in dieser Darstellung deutlich. Vor dieser zeitlichen Unterteilung zeigen die Hüllkurven der einzelnen Partialwellen im H- und M_2 -Kanal einen buckelförmigen Verlauf, das heißt ein An- und Abschwollen der Partialwellen. Im zweiten Tonanteil nach 80 msec ist der hohe Amplitudengipfel auffällig, mit dem die Schwingungen im M_2 -Kanal nach dieser Unterteilung einsetzen.

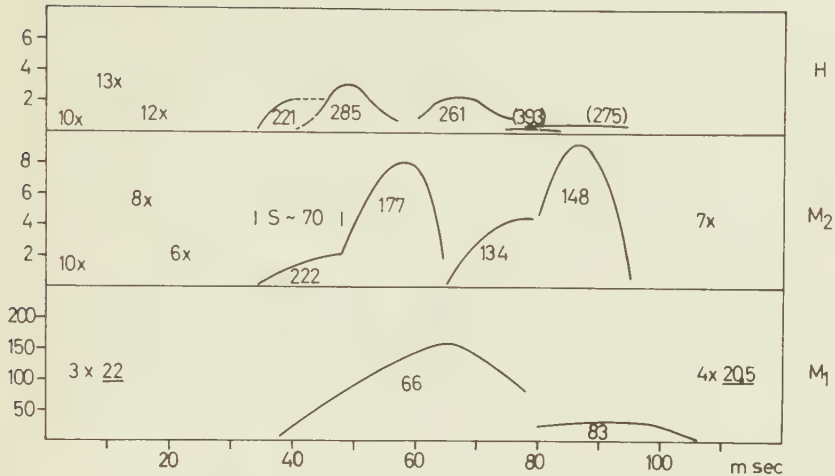


Abb.3. Amplitudenhüllkurven des I. Herztones 9/63/2. Es sind die Grundfrequenzen und deren jeweilige Vielfache angegeben. Abtragung der Amplitudenhöhen in Millivolt auf der Ordinate.

Betrachtet man die anscheinend regellosen Frequenzwerte genauer, so läßt sich feststellen, daß die vor und nach der Unterteilung auftretenden Gruppen sich ohne Schwierigkeit als Vielfaches einer jeweils gemeinsamen Grundfrequenz deuten lassen. In diesem Versuch ergeben sich im ersten Tonanteil (vor dem Zeitpunkt 80 msec) die Frequenzwerte 66, 134, 177, 222, 261 und 285 Hz als ganzzahlige Vielfache, nämlich das 3-, 6-, 8-, 10-, 12- und 13-fache von 22 Hz. Da aus versuchstechnischen Gründen der T-Kanal, in welchem diese niedrige Frequenz erfaßt würde, nicht mitregistriert werden konnte, wurde in den Versuchen die Grundfrequenz extrapoliert. Vergleichsanalysen weiterer I. Herztöne der gleichen Versuchsserie, in welchen der T-Kanal mit aufgezeichnet werden konnte, zeigten,

daß diese Grundfrequenzwerte real waren (SCHMELZEIGER). Im zweiten Tonanteil nach der zeitlichen Unterteilung finden sich synchron die Frequenzen 83 und 148 Hz. In Analogie zu der Beziehung, die zwischen den Frequenzwerten des ersten Tonanteiles besteht, kann man die beiden Frequenzwerte als das 4- und 7-fache einer Grundfrequenz von etwa 20,5 Hz ansehen.

Das Frequenzschema in der nächsten Abbildung (4.) zeigt das Analyseergebnis eines I. Herztones aus einem weiteren Tierversuch (10/63/2). Es fällt auf, daß ähnlich wie in Abbildung 2. hier in einem Zeitabstand von etwa 62 msec nach Q_{EKG} eine deutliche synchrone Trennung des Tones in zwei Anteile vorliegt. Im ersten Tonanteil überlagern sich im H-Kanal wiederum zwei Partialwellen zu einer Schwebungswelle, deren niederfrequente Komponente im M_2 -Kanal isoliert erfaßt wird. Die Amplitudenhüllkurven sind in der folgenden Abbildung 5. dargestellt und zeigen ein ähnliches Bild wie im Ton 9/63/2. Vor dem synchronen Frequenzwechsel bei einem Zeitpunkt um 62 msec findet sich eine stetige Zunahme der Amplituden bis zu einem Maximum vor der Zeitgrenze - am deutlichsten im M_1 -Kanal -, und nach der Tonunterteilung setzt der zweite Tonanteil mit einem Gipfel ein, um dann allmählich wie eine gedämpfte Schwingung auf kleinere Amplitudenwerte abzufallen.

Der Frequenzaufbau besteht wieder aus zwei Grundton-Obertonkomplexen. Der erste Tonanteil baut sich mit den Frequenzzahlen 80, 126, 199, 280 und 326 Hz als rund 3-, 5-, 8-, 11- und 13-faches der Grundfrequenz 25,5 Hz auf; der zweite Tonanteil läßt die Grundfrequenz 23 Hz aus dem 2-, 6-, 7- und 11-fachen dieses Wertes nämlich 51, 141, 158 und 251 Hz erkennen.

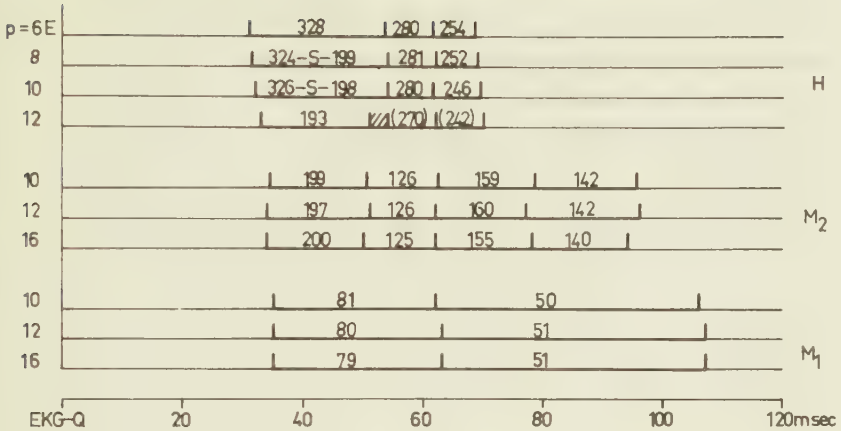


Abb. 4. Schema der Frequenzverteilung des Versuchstones 1o/63/2. Die Frequenzwerte sind in Hz angegeben. Im H-Kanal liegt im Zeitbereich der ersten Partialwelle eine Schwebung vor, was durch 5 gekennzeichnet ist.

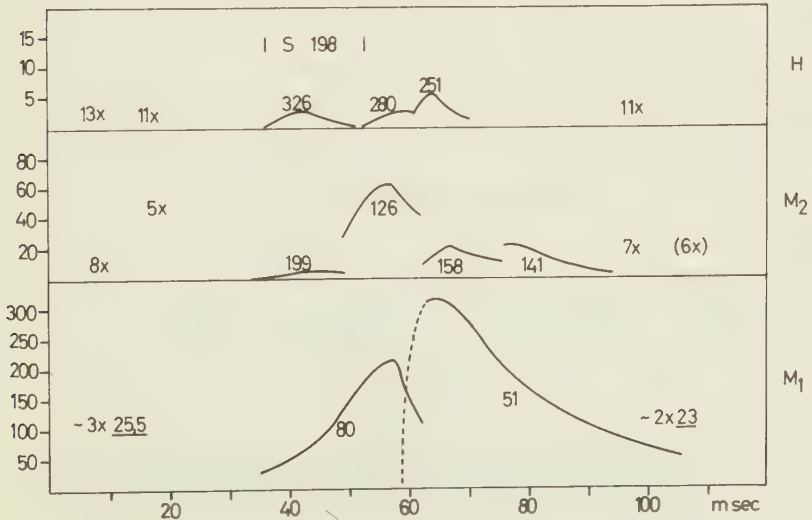


Abb. 5. Amplitudenhüllkurven des I. Herztones 1o/63/2 mit Angabe der Grundfrequenzen und deren jeweiligen Vielfachen. Auf der Ordinate Abtragung der Amplitudenhöhen in mV.

Von einer dritten Tonanalyse (11/63/2) sind hier nur die Amplitudenhüllkurven mit ihren Frequenzmittelwerten aus den Einzelanalysen abgebildet (Abb.6.). Der Frequenzaufbau und die Form der Amplitudenhüllkurven gleichen weitgehend den Ergebnissen der bereits geschilderten Analysen. Bis zu einer synchronen Tonunterteilung in allen drei Kanälen bei 66 bis 70 msec findet über einer Grundfrequenz von 22,5 Hz eine Amplitudenzunahme bis zu einem Maximum kurz vor der zeitlichen Unterteilung statt, nach diesem Zeitpunkt nehmen die Amplituden wieder langsam ab. Der Ton baut sich in diesem zweiten Abschnitt über einer Grundfrequenz von 18,7 Hz auf.

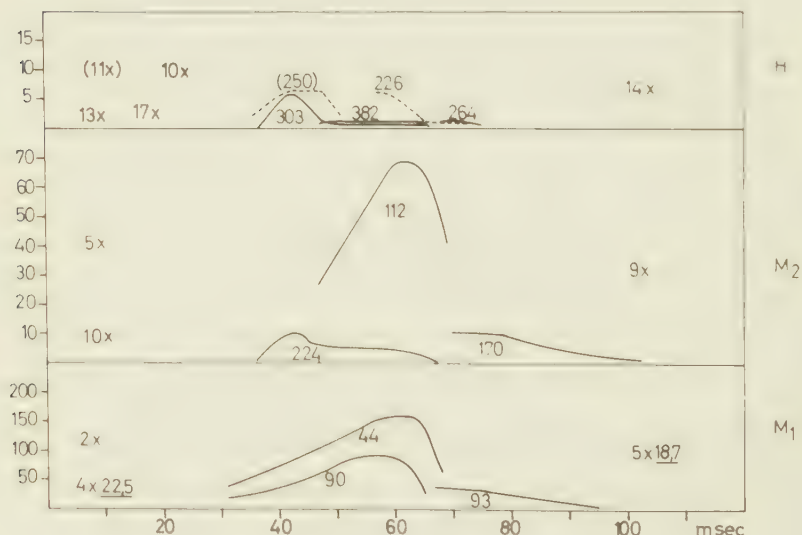


Abb.6. Amplitudenhüllkurven des I. Herztones 11/63/2 mit Angabe der extrapolierten Grundfrequenzen und deren jeweiligen Vielfachen. Auf der Ordinate sind die Amplitudenhöhen in mV abgetragen.

Die nächste Abbildung zeigt untereinander synchron zusammengestellt ein Originaloscillogramm des M_1 -Kanals aus dem Versuch 10/63/2 mit zugehörigem Phasendiagramm und der Amplitudenhüllkurve. Im Phasendiagramm sind die zur Frequenzberechnung nötigen Ausgleichsgeraden eingezeichnet, ihr Schnittpunkt gibt den Zeitpunkt eines Partialwellenwechsels an. Durch senkrechte Linien sind die aus den Ventrikeldruckkurven entnommenen Druckanstiegszeiten im rechten und linken Ventrikel veranschaulicht. Ebenfalls sind die Wendepunkte im Bereich des steilen Druckanstieges der Ventrikeldruckkurven markiert, auf deren Bedeutung weiter unten zurückzukommen sein wird. Es ist zu erkennen, daß der Anstieg des linksventrikulären Druckablaufs mit dem Tonbeginn, daß heißt mit Beginn der ersten Partialschwingung, in einem engen Zusammenhang steht. Dagegen gestattet der Druckanstieg des rechten Ventrikels keine sichere Zuordnung zu einer Zeitgrenze zwischen den Partialschwingungen. Der Wendepunkt im Verlauf des Steilanstieges der linksventrikulären Druckkurve - die zeichnerische Darstellung des Maximum $\frac{dp}{dt}$ - fällt mit dem Einschnitt in der Phasendiagrammkurve und in der Amplitudenhüllkurve bei 62 msec zusammen. Eine zeitliche Zugehörigkeit des Wendepunktes der rechtsventrikulären Druckkurve zu der frequenzanalytisch bestimmten Zeitgrenze ist nicht nachzuweisen. Diese Abbildung des M_1 -Kanals von dem Versuchston 10/63/2 kann als Modellfall für die zeitliche Korrelation zwischen Ventrikeldruckkurven und Tonspektren aller untersuchten I.Herztöne gelten. (Abb.7.)

Die vorher in ihrem Frequenz- und Amplitudenaufbau dargestellten Töne 9/63/2, 10/63/2 und 11/63/2 sind hier nochmals durch ihre Amplitudenhüllkurven wiedergegeben, jetzt jedoch mit Einzeichnung der Zeiten des Druckanstieges und der Wendepunkte im Verlauf der

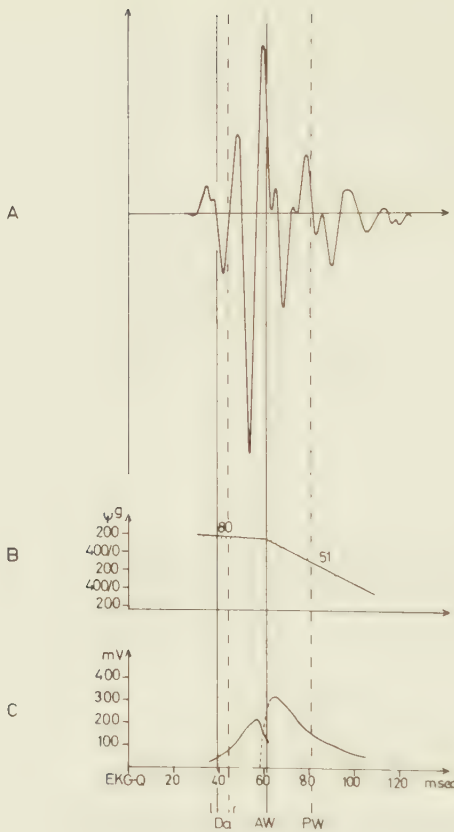


Abb.7.

- A: Phonokardiogramm, M_1 -Kanal des I. Herztones 10/63/2
 B: zugehöriges Phasendiagramm; auf der Ordinate ist fortlaufend die Phasenlage ψ in Neugrad (ein Vollkreis = 400°) abgetragen.
 C: zugehörige Amplitudenhüllkurve

Da = Druckanstieg l = linksventrikulär
 r = rechtsventrikulär

Aw = Wendepunkt der Druckkurve des linken Ventrikels (Aortenklappenöffnung)

Pw = Wendepunkt der Druckkurve des rechten Ventrikels (Pulmonalklappenöffnung)

links- und rechtsventrikulären Druckkurven. Man erkennt, daß der linksventrikuläre Druckanstieg durchschnittlich 4,4 msec vor der ersten registrierten Tonschwingung liegt. Der Druckanstieg im rechten Ventrikel folgt ihm durchschnittlich 13 msec später und läßt nie eine zeitliche Zuordnung zu irgendeiner der Schwingungsgruppen zu. Der Wendepunkt der linksventrikulären Druckkurve hat in den Tönen 9/63/2 und 10/63/2 jedesmal eine enge Beziehung zu den Unterteilungen des Tonspektrums in die zwei Grundton- Ober-tonkomplexe und zu dem typischen Wechsel im Verlauf der Amplitudenhüllkurven. Der zeitlich etwas später liegende linksventrikuläre Wendepunkt des Tones 11/63/2 geht möglicherweise auf eine ungewollte Dämpfung und damit geringe zeitliche Verspätung der Ventrikeldruckregistrierung bei diesem Versuch zurück. Eine solche Dämpfung der Kurven wurde manchmal bei versehentlich nicht völlig luftblasenfrei gefülltem Druckregistriersystem beobachtet. Für diese Annahme spricht auch die gleichsinnige Verschiebung der Zeitpunkte des Druckanstiegs bei diesem Versuch.

Die Wendepunkte (Maximum $\frac{dp}{dt}$) der Druckkurven des rechten Ventrikels lassen wiederum in keinem der abgebildeten Töne eine ausreichend genaue zeitliche Beziehung zu den Tonspektren erkennen. (Abb.8, 9, 10.)

Unter Arterenolinfusion (ca. 0,2 gamma/kg/min.) zeigte sich in allen Versuchen eine gleichartige Änderung der Tonbefunde. Als Beispiel soll hier die Amplitudenhüllkurve des Tones 10/63/3 abgebildet werden (Abb.11). Der Frequenzaufbau ist im wesentlichen der gleiche wie bei den vorher aufgeführten Tönen. Auch zahlenmäßig entsprechen die Frequenzwerte denen aller analysierten Herztöne

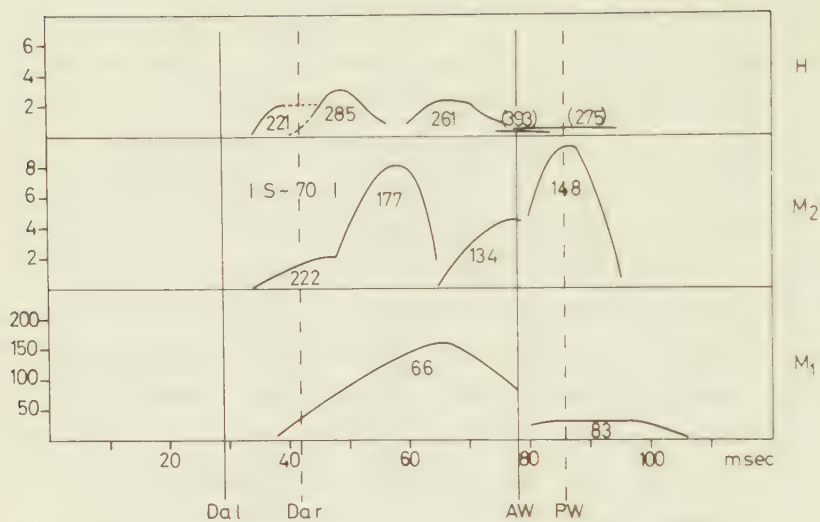


Abb. 8.

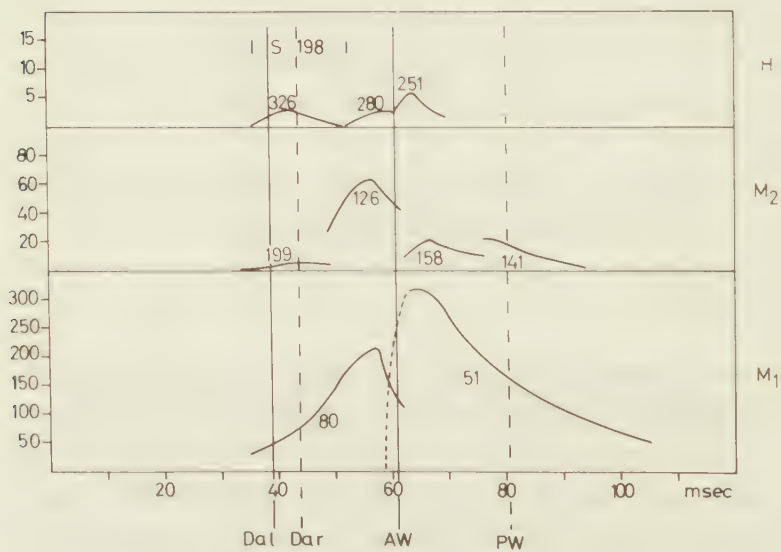


Abb. 9.

Abb. 10.

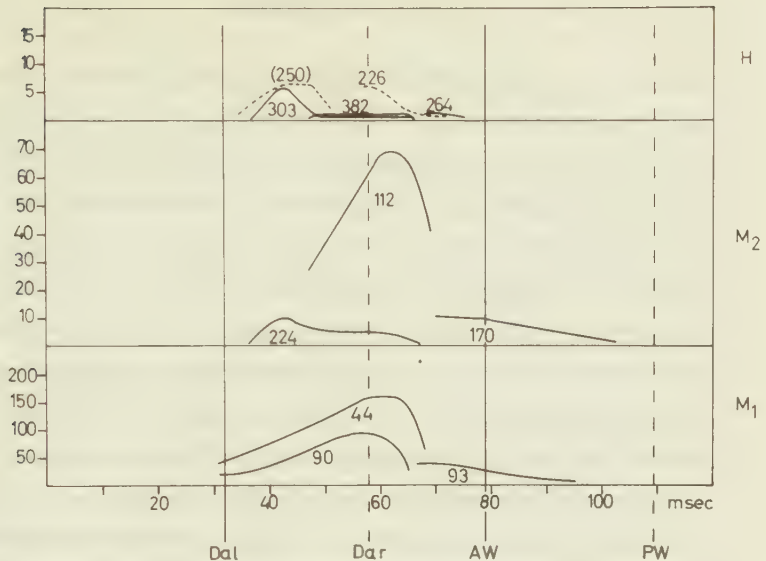


Abb. 8, 9, 10. Amplitudenhüllkurven der I. Herztöne 9/63/2, 10/63/2 und 11/63/2. Einzeichnung der Zeiten für die Druckanstiege im linken (Dal) und rechten (Dar) Ventrikel. Aw: Wendepunkt der linksventrikulären Druckkurve zur Zeit der Aortenklappenöffnung. Pw: Wendepunkt der rechtsventrikulären Druckkurve, Pulmonalklappenöffnung.

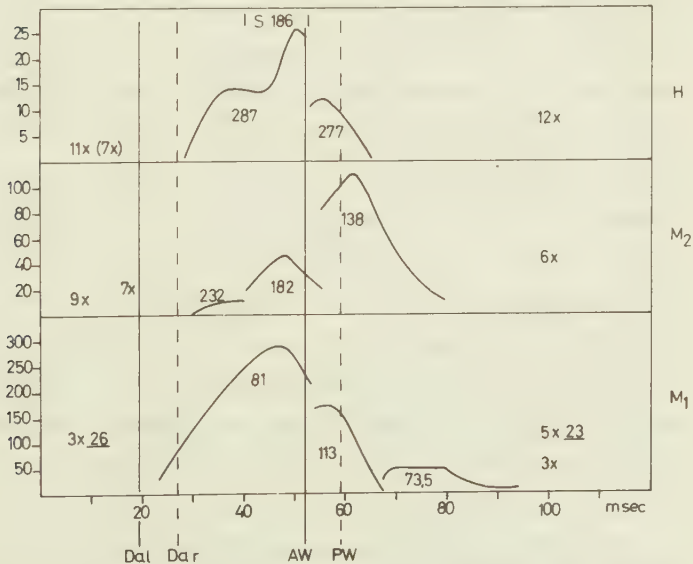


Abb. 11. Amplitudenhüllkurven des I. Herztones 10/63/3 nach Arterenolinfusion. Zunahme der Schwingungsamplituden.

der Serie 10/63: Es zeigt sich ein Grundton-Obertonkomplex mit einer Grundfrequenz von ungefähr 26 Hz, der bei 54 msec abrupt abbricht und von einem neuen Grundton-Obertonkomplex mit einer niedrigeren Grundfrequenz von ungefähr 23 Hz abgelöst wird. Im ersten Tonteil finden sich die Frequenzwerte 81, 182, 186, 232 und 287 Hz als das rund 3-, 7-, 9- und 11-fache der Grundfrequenz; im zweiten Tonanteil stellen die Frequenzzahlen 73,5, 113, 138 und 277 Hz das rund 3-, 5-, 6- und 12-fache der entsprechenden Grundfrequenz dar. Ein wesentlicher Unterschied gegenüber den Analysen der Herztöne, die ohne Arterenolgabe registriert wurden, fällt bei der Betrachtung der Amplitudenwerte auf: Es ist unter Arterenol eine deutliche Amplitudenzunahme gegenüber den Vergleichstönen festzustellen. Der charakteristische Verlauf der Amplitudenhüllkurven hat sich dagegen nicht geändert. Die zeitliche Zuordnung des Tonspektrums zum Verlauf der Ventrikeldruckkurven ergibt ein den vorher besprochenen Tönen analoges Bild. Der Druckanstieg im linken Ventrikel geht dem Tonbeginn unmittelbar voraus, die Incisur bei 54 msec, welche die beiden Tonkomplexe trennt, fällt mit dem Wendepunkt der linksventrikulären Druckkurve zusammen. Es besteht auch hier keine sichere Korrelation zwischen dem rechtsventrikulären Druckablauf und dem Tonspektrum.

Auch die intravenöse Gabe von 0,3 mg Hydergin brachte in allen Versuchen ein gleichartiges Ergebnis. Hierzu zeigt die nächste Abbildung als Beispiel die Amplitudenhüllkurven des Tones 10/63/5 (Abb. 12.). Wie auch bei allen übrigen Herztonanalysen regelmäßig gefunden, besteht eine Aufteilung in zwei Tonabschnitte mit einer Grenze zwischen den Anteilen bei 72,5 msec. Die Frequenzwerte 80, 122, 198, 206, 255, 257 und 306 Hz lassen sich als das rund 3-, 5-, 8-, 10- und 12-fache der Grundfrequenz von 25,5 Hz deuten. Bei dem zweiten Ton-

anteil kann aus den Frequenzzahlen 122 und 143 Hz die Grundfrequenz 24,5 Hz extrapoliert werden. Der Tonbeginn folgt dem linksventrikulären Druckanstieg, der Einschnitt bei 72,5 msec scheint mit dem Wendepunkt der Druckkurve des linken Ventrikels zu korrespondieren. Der rechtsventrikuläre Druckablauf hingegen weist wieder keine sichere Übereinstimmung mit dem Tonspektrum auf. Die wesentliche Änderung des Herztonbefundes nach Hydergingabe kommt bei Betrachtung der Amplitudenwerte zum Ausdruck: Gegenüber den Tönen, die ohne pharmakologische Beeinflussung registriert wurden, und besonders gegenüber den Tönen nach Arterienolgabe zeigt sich eine deutliche Verminderung der Schwingungsamplituden. Eine Veränderung im Frequenzaufbau und in den zeitlichen Beziehungen zu den Druckkurven läßt sich beim Vergleich mit den anderen Tönen der Serie 10/63 nicht nachweisen.

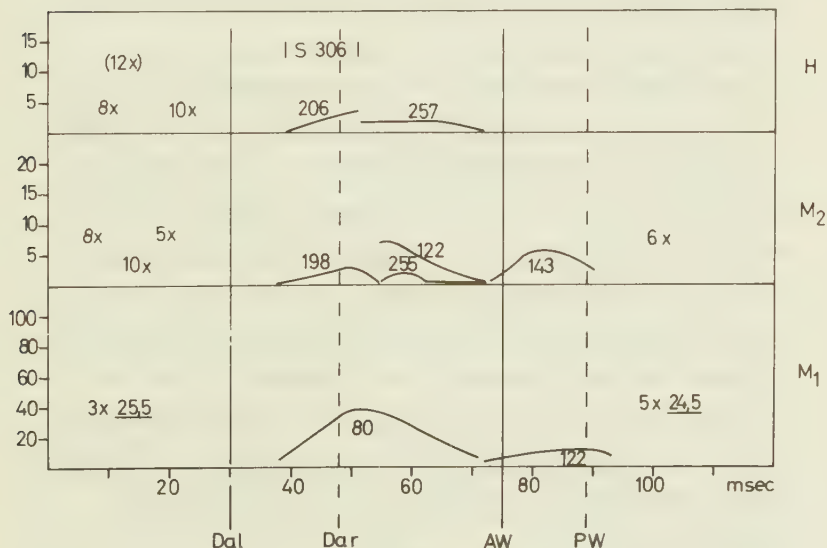


Abb. 12. Amplitudenhüllkurven des I. Herztones 10/63/5 nach Hydergingabe. Verminderung der Schwingungsamplituden.

Diskussion :

Der durch die Analyse gefundene Frequenzaufbau der 17 I.Herztöne dieser Untersuchungsreihe stimmt in allen untersuchten Tönen prinzipiell überein. Der I.Herzton zeigt hierbei eine Zweiteilung in charakteristische Partialwellengruppen.

Die zeitliche Grenze zwischen diesen beiden Gruppen ist durch einen Partialwellenwechsel gegeben, der synchron in allen Kanälen zu finden ist. Die einzelnen Frequenzwerte vor und nach der Tonunterteilung stellen jeweils ein ganzzahliges Vielfaches einer gemeinsamen Grundfrequenz dar. Der Grundton-Obertonkomplex vor der zeitlichen Grenze baut sich dabei auf einer anderen Grundfrequenz auf als der der Zeitgrenze folgende Komplex. Die Grundfrequenz der ersten Tönhälfte zeichnet sich gegenüber derjenigen der zweiten Tönhälfte durch ihre höhere Frequenzzahl aus.

Die Amplitudenhüllkurven des tieffrequenten Kanals M_1 lassen in allen Versuchen einen typischen Verlauf erkennen. Zu Tonbeginn zeigen sich kleine Amplitudenwerte, die dann bis zu einem Maximum kurz vor der synchronen Trennungslinie zunehmen. Der nachfolgende Tonteil setzt mit hoher Amplitude ein und klingt dann allmählich ab. Zur Sicherung dieser zeitlichen Unterteilung wurden zwei Tonreihen von jeweils fünf aufeinanderfolgenden I.Herztönen in diesem Kanal einer Frequenzanalyse unterzogen. Es fand sich dabei bei den Nachbartönen stets der gleiche Frequenzgehalt und das gleiche Schema der Zweiteilung. In einer Parallelanalysenserie konnte SCHMELZEISEN eine ebenfalls regelmäßige Zweiteilung im T-Kanal nachweisen.

In den Kanälen H und M_2 gilt der beschriebene einheitliche Aufbau nur für den zweiten Tonteil. Der erste Tonanteil besteht in diesen Kanälen aus zwei, manchmal drei verschiedenfrequenten Partialwellen. Die Frequenzwerte dieser meist kürzeren Partialwellen passen als ganzzahliges Vielfaches zu den gleichzeitig in den Kanälen M_1 (und T) gefundenen Frequenzen. Man kann daher diese kurzzeitigen Frequenzwechsel im ersten Tonanteil wohl nicht mehreren Entstehungsursachen zuordnen. Das wechselvolle Verhalten dieser Partialwellen, die zeitlich und in ihrer Anzahl inkonstant sind, kann eventuell auf die Durchlaßcharakteristik der Filter in der Registrierapparatur zurückgeführt werden. Von dem dem Phonokardiographen angebotenen Partialwellengemisch würden also nur diejenigen Anteile registriert, die bezüglich ihrer Frequenz und Amplitude zufällig für den Durchlaß durch das betreffende Filter am besten geeignet sind. Für diese Annahme spricht, daß zur Zeit eines dieser kurzzeitigen Frequenzwechsel im zugehörigen Amplitudendiagramm (Darstellung der Periodogrammvektorlänge in Abhängigkeit von der Zeit) keine sprunghafte Größenänderung aufzufinden ist. Die hier in den Amplitudenhüllkurven-Abbildungen dargestellten Amplitudenänderungen an den Partialwellengrenzen ergeben sich erst, wenn man an Hand einer Amplituden-Frequenz-Eichkurve die Amplitudenhöhe der Partialwellen auf ihre Größe im Mikrophonsignal reduziert, wie wir es hier durchgeführt haben.

Im Gegensatz zu den kurzzeitigen asynchronen Partialwellenwechseln während des ersten Tonteils im H - und M_2 -Kanal ist der Grundfrequenzwechsel zur Zeit der synchronen Tonaufteilung wohl auf verschiedene Ursachen für die Tonentstehung vor und nach dieser Tonunterteilung zurückzuführen. Gleichzeitig mit dem Grundfrequenzwechsel

im Tonspektrum ist nämlich eine Änderung im Verlauf der linksventrikulären Druckkurve festzustellen. Sie zeigt bis zu diesem Zeitpunkt einen zunehmend steileren Anstieg, der also in seinem ersten Abschnitt zu der Zeitachse konvexbögig verläuft. Dann kommt es zu einem Wendepunkt, nach welchem die Ventrikeldruckkurve eine fortlaufend geringere Steigung zeigt und daher einen zur Zeitachse annähernd konkaven Bogen beschreibt. Ventrikeldruckkurven, die elektronisch nach der Zeit differenziert wurden, zeigen diese Wendepunkte als Maxima der ersten Ableitung nach der Zeit sehr eindrucksvoll (SHAH u. Mitarb., SCHAPER u. Mitarb.). Sowohl SHAH als auch SCHAPER und Mitarbeiter haben durch synchrone Druckmessungen im linken Ventrikel und in der Aortenwurzel belegt, daß diese Maxima $\frac{dp}{dt}$ zeitlich unmittelbar dem Druckanstieg in der Aorta vorausgehen. Das Maximum $\frac{dp}{dt}$ zeigt somit das Ende der Isometriephase an. Der geringfügig spätere Druckanstieg in der Aorta ist wohl so zu interpretieren, daß erst eine gewisse Blutmenge aus dem Ventrikel ausgetrieben sein muß, bevor der Zustrom aus dem Ventrikel den lokalen Abstrom in der Aorta überschreitet und somit ein Druckanstieg messbar werden kann. Der Druckkurvenabschnitt mit zunehmender Steigung vor dem Wendepunkt entspricht der isometrischen Ventrikelkontraktion. In dem Augenblick, in welchem der Ventrikellinnendruck den diastolischen Druck des angeschlossenen Aortenrohres übersteigt und die Austreibung beginnt, wird ein Teil der Kontraktionskraft zur Beschleunigung der ausgeworfenen Blutmenge verbraucht; es resultiert der flachere Verlauf der Druckkurve während der auxotonen Kontraktionsphase.

Die beiden von uns gefundenen Grundton-Obertonkomplexe liegen zeitlich somit vor und nach der Aortenklappenöffnung.

Wiederholt ist von verschiedenen Autoren (HEINTZEN; HOLLDACK; MC KUSICK; LEATHAM, ONGLEY, RAPPAPORT, NADAS) eine Spaltung des I. Herztones im gewöhnlichen Phonokardiogramm als Ausdruck einer Asynchronie der beidseitigen Ventrikelaktionen angesehen worden. Andere Autoren (ENGELBERTZ u. Mitarb.; LEWIS u. Mitarb.; MAASS u. WEBER; ORIAS u. BRAUN-MENENDEZ; SCHUTZ; WIGGERS) hingegen wollen diese physiologische Spaltung als eine Trennung des I. Herztones in einen Tonanteil während der linksventrikulären isometrischen Kontraktionsphase und einen Tonanteil während der Blutaustreibung aus dem linken Ventrikel verstanden haben. In allen unseren Untersuchungen findet sich ein enger Zusammenhang zwischen dem Druckanstieg im linken Ventrikel und dem Beginn der ersten Tonschwingung; im Durchschnitt beträgt der Abstand zwischen beiden 4,4 msec. Der Druckanstieg des rechten Ventrikels, der dem des linken durchschnittlich nach 16,3 msec folgt, zeigt keinen sicheren Zusammenhang mit Anfang oder Ende irgendeiner der Partialschwingungen. Der Beginn des zweiten Grundton-Obertonkomplexes weist eine enge Beziehung zur Aortenklappenöffnung auf. Die in gleicher Weise bestimmte Pulmonalklappenöffnung fällt hingegen niemals mit einer Partialwellengrenze zusammen. Die zeitliche Korrelation zwischen linksventrikulärer Hämodynamik und den beiden Tonanteilen erscheint somit deutlich. Der erste Grundton-Obertonkomplex entspricht der Isometriephase des linken Ventrikels, der zweite setzt mit der beginnenden linksventrikulären Austreibung ein. Der linke Ventrikel ist daher als für die Tonentstehung im wesentlichen verantwortlich anzusehen. Diese Annahme stimmt auch mit den Ergebnissen anderer Autoren überein, die rechtsventrikuläre Tonschwingungen gegenüber linksventrikulären im Normalfall nur schwach b.z.w. gar nicht registrieren konnten (LEWIS, DEITZ

u. WALLACE; HULTGREN u. LEO; SHAH u. Mitarb.; WEBER).

Als schallerzeugende Quelle für den I. Herzton nehmen wir das gesamte während der Isometriephase unter Spannung stehende, elastische und damit schwingungsfähige System des blutgefüllten linken Ventrikels an. Es schwingen also in gleicher Weise Ventrikelmuskulatur, Ventrikelinhalt und Klappenapparat (RUSHMER, MARTH u. v. EGIDY). Den Schwingungsanstoß für den ersten Tonteil sehen wir mit RUSHMER verbunden mit der Umkehr des Druckgradienten zwischen linkem Vorhof und linkem Ventrikel. Zu diesem Zeitpunkt wird Blut in Richtung des linken Vorhofes in Bewegung gesetzt und erhält damit einen Impuls ($m \cdot v = I$). Diese Blutströmung schließt die Mitralklappe, versetzt sie in einen Spannungszustand und dehnt sie schließlich vorhofwärts, wodurch der Impuls abgestoppt wird. Die plötzliche Abbremsung des Blutstromes an der Mitralklappe und die damit eingeleitete rückläufige Schwingung in den linken Ventrikel können als Schwingungsanstoß für den ersten Tonanteil angesehen werden. (RUSHMER). Dabei ist die anstoßende Kraft für das oben genannte schwingungsfähige System der gegen Null gehende Impuls ($K = m \frac{dv}{dt}$).

Das zweite Mal wird das System zum Zeitpunkt der Aortenklappenöffnung zum Schwingen angeregt. Der Druckgradient ist jetzt vom linken Ventrikel in Richtung Aorta umgekehrt worden, die Klappe öffnet sich druckpassiv, und die Blutsäule in der Aortenwurzel wird plötzlich in Bewegung gesetzt. Die hierdurch herbeigeführte Dehnung der elastischen proximalen Aortenwandung gibt einen neuen Schwingungsanstoß ab (RUSHMER). Auf diese Weise dürfte der zweite Grundton-Obertonkomplex hervorgerufen werden. Bei allen untersuchten I. Herztönen zeigte der zweite Tonanteil eine niedrigere

Grundfrequenz als der erste Tonkomplex. Dieser Wechsel in der Tonqualität läßt auf eine Änderung am schwingungsfähigen System schließen. Mit Öffnung der Aortenklappe wird das zuvor aus Ventrikelwandung, Ventrikelinhalt und Klappenapparat bestehende System funktionell um das blutgefüllte herznahe Aortenrohr vergrößert. Eine Zunahme der schwingenden Masse kann aber bei sonst gleichbleibenden Bedingungen die regelmäßige Erniedrigung der Grundfrequenz des zweiten Tonteiles erklären.

Eine Beeinflussung der Herz- und Kreislaufdynamik durch Arterenol und Hydergin konnte keine prinzipielle Änderung des Tonaufbaus in seiner Grund- und Obertoncharakteristik herbeiführen. Bei Gabe von Arterenol, das am Herzen eine positiv inotrope Wirkung hat (KUHNS,HELLER u. HOLLDACK; KUSCHINSKY), zeigte sich, daß die erhöhte Kontraktilität des Herzmuskels die Amplituden des I.Herztones deutlich größer werden ließ als in der Vergleichsserie. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen schon KUHNS, HELLER und HOLLDACK, die nachweisen konnten, daß Arterenol durch positiv inotrope Wirkung zu einer Erhöhung der Amplituden des I.Herztones führt. Sie konnten jedoch nicht ausschließen, daß diese Änderung frei von frequenzbedingten Verfälschungen durch die Phonokardiogrammfilter, also Folgen einer Frequenzänderung waren. Nach den hier vorliegenden Ergebnissen ist mit einer Grundfrequenzänderung nicht zu rechnen.

Hydergin entfaltet als antiadrenerge Substanz (KUSCHINSKY) eine dem Noradrenalin entgegengesetzte Wirkung. Nach Applikation von Hydergin fanden wir eine deutliche Abnahme der Schwingungsamplituden, was für eine Verminderung der Herzmuskelkontraktilität

sprechen würde. Bei diesen mehr probatorischen Untersuchungen konnte noch keine sichere quantitative Beziehung zwischen verabfolgter Dosis und dem Ausmaß der erwirkten Amplitudenänderung aufgestellt werden.

Zusammenfassung :

An narkotisierten Hunden wurden gleichzeitig Phonokardiogramme geschrieben und durch Herzkatheterisierung gewonnene Ventrikeldruckkurven des linken und rechten Ventrikels registriert. Die Oscillogramme der I.Herztöne wurden frequenzanalytisch nach der mathematischen Methode der Progressiven Analyse (STUMPF; MARTH u. v. EGIDY) untersucht. Es zeigte sich dabei ein einheitlicher Aufbau des I.Herztones aus zwei aufeinanderfolgenden Schwingungsgruppen. Beide Schwingungsgruppen enthielten eine verschiedene Grundfrequenz und Oberfrequenzen, die in einem ganzzahligen Verhältnis zu den jeweiligen Grundfrequenzen standen.

Durch Vergleich mit den synchron aufgezeichneten Ventrikeldruckkurven zeigte sich ein enger Zusammenhang zwischen dem Beginn des ersten Grundton-Obertonkomplexes und dem Beginn des Druckanstiegs im linken Ventrikel. Die Trennung der beiden aufgefundenen Grundton-Obertonkomplexe fiel zeitlich mit dem Übergang der isometrischen in die auxotone Kontraktionsphase (Maximum $\frac{dp}{dt}$ der linksventrikulären Druckkurve) des linken Ventrikels zusammen.

Dieses Schema war auch durch arterielle Drucksteigerung mit Arterenol und Drucksenkung mittels Hydergin nicht zu beeinflussen. Arterenol führte jedoch zu einer Zunahme der Amplitudengröße des I.Herztones, Hydergin bewirkte eine Erniedrigung der Schwingungsamplituden.

Die Ergebnisse der Untersuchungen lassen den Schluß zu, daß der I.Herzton bei Hunden durch die Aktion des linken Ventrikels er-

zeugt wird, wobei der erste Grundton-Obertonkomplex zu Beginn der Isometrie-Phase, der zweite Grundton-Obertonkomplex zu Beginn der Austreibungsphase entsteht.

Literaturverzeichnis :

- BLUME, H.: Über die Analyse kurzer Kurvenzüge. Z. angew. Math. Mech. 23, 346-358 (1943).
- ENGELBERTZ, P., A. LÜTTECKE und H. ZIPP : Herzschallstudien bei Lagewechsel. 4. Mitteilung : Über den gespaltenen I. Herztönen. Z. Kreislaufforschung 44, 161-177 (1955).
- HEINTZEN, P. : Quantitative Phonokardiographie. S. 142 (Stuttgart 1960).
- HOLLDACK, K. und D. WOLF : Atlas und kurzgefaßtes Lehrbuch der Phonokardiographie. S. 6 (Stuttgart 1956).
- HOLLDACK, K. und D. WOLF : Herzschallfibel, S. 28 (Stuttgart 1962).
- HOLLDACK, K. : Lehrbuch der Auskultation und Perkussion. S. 74 u. 9 (Stuttgart 1961).
- HULTGREN, H. N. and T. H. F. LEO: The Tricuspid Component of the First Heart Sound in Mitral Stenosis. Circulation 18, 1012-1016 (1958).
- KUHN, E., A. HELLER und K. HOLLDACK: Vergleichende mechanokardiographische Untersuchungen zwischen Adrenalin und Noradrenalin. Archiv für Kreislaufforschung 24, 244-259, (1956).
- KUSCHINSKY, G. und H. LÜLLMANN: Kurzes Lehrbuch der Pharmakologie. (Stuttgart 1964).
- LEATHAM, A.: Splitting of the First and Second Heart Sounds. Lancet 267, II, 607-613 (1954).
- LEWIS, D. H., G. W. DEITZ, J. D. WALLACE and I. R. BROWN: Present Status of Intracardiac Phonokardiography. Circulation 18, 991 (1958).
- MARTH, A. und H. v. EGIDY: Ein Beitrag zur frequenzanalytischen Untersuchung des I. Herztönen. Archiv für Kreislaufforschung 41, 165-186, (Darmstadt 1963).

MAASS, H. und WEBER, A.: Herzschallregistrierung mittels differenzierender Filter. Eine Studie zur Herzschallnormung. *Cardiologia* 21, 774-794 (Basel 1952).

MAASS, H.: Methodische Fortschritte und Standardisierung. Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung. 20, 326-339 (Darmstadt 1954).

MC KUSICK, V.A.: Cardiovascular Sound in Health and Disease. (Baltimore 1958).

MC KUSICK, V.A.: The Splitting of Heart Sounds. A Spectral Phonokardiographic Evaluation of Clinical Significance. *American Journal of Medicine* 19, 849-861 (1955).

ONGLEY, P.A., H.B. SPRAGUE, M.B. RAPPAPORT and A.S. NADAS: Heart Sounds and Murmurs. A clinical and phonocardiographic Study. S. 147 (New York, London 1960).

ORIAS, O. and E. BRAUN-MENENDEZ: The Heart-Sounds in Normal and Pathological Conditions. Oxford University Press (London 1939).

ORIAS, O.: The Genesis of Heart Sounds. *The New England Journal of Medicine*. 241, 763-769 (1949).

RUSHMER, R.F.: Cardiovascular Dynamics. Chapter 11: Origin of Heart Sounds. (Philadelphia 1961).

SCHAPER, W.K.A., P. LEVI and A.H.M. JAGENAU: The Determinants of the Rate of Change of the left Ventricular Pressure (dp/dt). *Archiv für Kreislaufforschung* 46, 27-41 (1965).

SCHMELZEISEN, H.: Frequenzanalytische Untersuchungen des I. Herztones. Dissertation in Vorbereitung. (Mainz).

SCHUTZ, E.: Physiologische Grundlagen der Phonokardiographie. Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung. 20, 305-326 (1954).

SHAH, P.M., M.MORI, D.M. MAC CANON and A.LUISADA: Hemodynamic Correlates of the Various Components of the First Heart Sound. Circulation Research 12, 386-392 (1963).

SCHUSTER, A.: On the Investigation of Hidden Periodicities. Terra Magna Bd. 3 (1898).

STUMPF, K.: Grundlagen und Methoden der Periodenforschung. (Berlin 1937).

STUMPF, K.: Tafeln und Aufgaben zur Harmonischen Analyse und Periodogramrechnung. S. 80-110 u. 133-172 (Berlin 1939).

WEBER, A.: Atlas der Phonokardiographie, 2. Aufl. (Darmstadt 1956).

WIGGERS, C.J. and A.L.DEAN: The Nature and Time Relations of the Fundamental Heart Sounds. American Journal of Physiology 42, 476-497 (Baltimore 1917).

Lebenslauf :

Am 31. Mai 1939 wurde ich, Wolfgang Udluft, in Berlin als Sohn des Prof. Dr. Hans Udluft, damaligen Regierungsgeologen, und seiner Frau Inge geb. Werges geboren. Bedingt durch die Wirrnisse zu Kriegsende und durch eine berufliche Versetzung meines Vaters wurden wir im Herbst 1945 in Oberscheld im Dillkreis wohnhaft. Im Oktober 1945 wurde ich dort in die Grundschule aufgenommen. Ab Ostern 1949 besuchte ich den altsprachlichen Zweig des Gymnasiums in Dillenburg. 1954 zogen wir nach Wiesbaden um. Hier bestand ich im Februar 1959 am Dillthey-Gymnasium das Abitur. Im Sommersemester 1959 nahm ich in Mainz das vorklinische Medizinstudium auf. Am 17. Oktober 1961 legte ich dort mein Physikum ab. Vom Sommersemester 1962 an setzte ich mein klinisches Studium in Marburg fort und bestand dort am 9. März 1965 das medizinische Staatsexamen. Im Oktober 1965 heiratete ich die Candidatin der Medizin Brigitte von der Schmitt. Von meiner Medizinalassistentenzeit habe ich bisher sieben Monate in der Chirurgischen Abteilung der Städtischen Krankenanstalten in Wiesbaden und vier Monate in der Universitäts-Kinderklinik in Mainz verbracht. Seit dem 1. Mai 1966 bin ich in der Frauenklinik der Städtischen Krankenanstalten in Wiesbaden als Medizinalassistent tätig.

